Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik I
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Der Einfluß von Grenzbewegungen des Unterkiefers auf die Belastung von Pfeilerzähnen bei prothetischen Konstruktionen mit starrer Verbindung

(Ein Modellversuch)

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
ACHIM KNEUERTZ
aus Hilden

1985

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik I
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Der Einfluß von Grenzbewegungen des Unterkiefers auf die Belastung von Pfeilerzähnen bei prothetischen Konstruktionen mit starrer Verbindung

(Ein Modellversuch)

INAUGURAL—DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
ACHIM KNEUERTZ
aus Hilden

1985

Dekan:	Professor Dr. H. D. Waller
1. Berichterstatter:	Professor Dr. E. Körber
2. Berichterstatter:	Professor Dr. Dr. P. Riethe

---

gedruckt bei H.- J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

MEINER FRAU PETRA UND MEINEM
SOHN PETER GEWIDMET

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546518_0018

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	1
2.	LITERATURÜBERSICHT	2
3.	EIGENE VERSUCHE	12
3.1.	Meßmodell	13
3.2.	Belastungsmethode	16
3.3.	Messungen	18
3.4.	Meßtechnik	18
3.5.	Blockbildschaltung der Meßanordnung	19
4.	MESSERGEBNISSE	20
4.1.	Protrusionsbewegungen bei variabler Gelenkbahnneigung und festem Bennet-Winkel bei 20 Grad	20
4.2.	Linkslaterale Arbeitsbewegung im 2. und 3. Quadrant mit variabler Gelenkbahnneigung und festem Bennett-Winkel von 20 Grad	24
4.3.	Linkslaterale Arbeitsbewegung im 2. und 3. Quadrant mit variablem Bennet-Winkel und fester Gelenkbahnneigung von 30 Grad	28
4.4.	Hyperbalancekontakt zwischen den Zähnen 26 und 36 bei variabler Gelenkbahnneigung und festem Bennett-Winkel von 20 Grad	32
4.5.	Diagramme der wichtigsten Meßergebnisse	36
5.	ERGEBNISSE	40
6.	DISKUSSION	46
7.	ZUSAMMENFASSUNG	51
8.	LITERATURVERZEICHNIS	53

DANKSAGUNG

LEBENSLAUF

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG

Betrachtet man die Entwicklung der zahnärztlich-prothetischen Versorgung im Wandel der Zeit, so kann man eine stetige Verbesserung und Verfeinerung des Zahnersatzes erkennen. Der Weg führte von geschnitzten Elfenbeinprothesen, die hauptsächlich ästhetischen Zwecken dienten, aber funktioneller Beanspruchung nicht gewachsen waren, über Kautschuk- und Kunststoffprothesen zum heutigen, aufwendig konstruierten Zahnersatz.

Die Patienten verlangen heute Prothesen, die nicht nur mehr ästhetisch befriedigen, sondern auch funktionell in hohem Maße belastbar sind. Besondere Probleme bei der Konstruktion werfen diejenigen Prothesen auf, die ein- oder beidseitig alle Molaren ersetzen müssen, also die Freiendprothesen.

Es richtet sich das Augenmerk des Prothetikers dabei auf den Ersatz der fehlenden Zähne ebenso wie auf den Erhalt des Restgebisses. Fehlbelastungen, die von der Prothese auf die Zähne übertragen werden, wirken sich besonders schädigend aus. Die bekannten Folgen sich Schmerzen, Knochenabbau, Zahnlockerung und schließlich Verlust der überlasteten Zähne. Einerseits gilt es, die Belastung der zahnlosen Kieferabschnitte zu begrenzen und andererseits eine übermäßige Eigenbewegung der Prothese durch Verankerung am Restgebiß zu vermeiden. Eine bekannte und viel praktizierte Lösung bietet die Anwendung starrer Verbindungselemente zwischen Prothese und Pfeilerzähnen und deren Verblockung untereinander mittels Steg oder Brückenverband.

Besondere Berücksichtigung verdienen die Kräfte, die durch ständige Artikulation und Leermastikation die Hauptbeanspruchung der Pfeiler darstellen.

Da eine Untersuchung dieser Kräfte am Patienten zu Zeit fast unüberwindbare technische Probleme aufwirft, soll diese im Modellversuch mit Hilfe eines Artikulators durchgeführt werden.

2. LITERATURÜBERSICHT

Bisher sind der Belastung von Pfeilerzähnen durch die mit ihnen verbundenen Prothesensättel nur wenige Arbeiten gewidmet worden.
Die Untersuchung der Zahnbeweglichkeit allerdings stand schon oft im Mittelpunkt wissenschaftlicher Überlegungen und Versuche.

Die grundlegenden Messungen zur Zahnbeweglichkeit stammen von MÜHLEMANN. Die Zähne wurden mit Federdynamometer belastet und die Bewegung des Zahnes mittels Tastuhr gemessen (MÜHLEMANN, H.R. 1951). Die Zahnbewegung wurde in drei Phasen -initial, intermediär und terminal- aufgeteilt und außerdem zwischen physiologischer und pathologischer Zahnbeweglichkeit unterschieden. Als höchste physiologische Zahnbeweglichkeit wurde ein Totalausschlag von 0,3 mm ermittelt und der Versuch unternommen, das Rotationszentrum des bewegten Zahnes zu berechnen.

Mit derselben Versuchsanordnung wurde die Beweglichkeitszunahme der Pfeilerzähne verschiedenartiger Prothesenkonstruktionen untersucht (FENNER, W. 1955). Vier Patienten mit einem anterioren Restgebiß von 33-44 wurden mit Freiendprothesen versorgt, die zum Teil starr an den Eckzähnen abgestützt waren (starre Lagerung) oder nur durch Halteelemente fixiert waren. Nach einer Tragezeit von 6 Monaten konnte eine um 30 % - 50 % erhöhte Zahnbeweglichkeit gemessen werden, wobei die Zunahme der Beweglichkeit bei der starren Lagerung leicht geringer erschien.

Diesen ausführlichen statischen Untersuchungen folgten dynamische Zahnbeweglichkeitsmessungen mit elektromechanischer Meßapparatur (HOFFMANN, M. 1967). Es wurde nicht nur die Belastungsphase, sonder auch die pulssynchrone Rückstellung des Zahnes eingehend untersucht.

Bei der Fortführung dieser Untersuchungen wurden auch die Auslenkungen der Pfeilerzähne an Patienten gemessen (HOFFMANN, M. 1967 und WIELAND, W.H. 1966, STROM, I. 1965). Die Belastung erfolgte über Einstückgußprothesen, die durch Ney-Klammern mit den Pfeilerzähnen verbunden waren. Bei Belastung bis 100 pond (1 Newton) mittels Federdynamometer an verschiedenen Stellen des Prothesensattels, konnten Pfeilerzahnbewegungen in allen Richtungen bis zu einem Ausschlag von 100 Mikrometer gemessen werden. Dabei zeigte sich, daß die Bewegungsrichtung des Zahnes abhängig von dem Ort der Belastung ist. Besonderes Augenmerk verdient dabei die Tatsache, daß der Zahn auch aus der Alveole herausgehoben wird, welches die unphysiologischste aller denkbaren Bewegungsmöglichkeiten darstellt. Die physiologische Norm wurde durch die starre Lagerung der Prothese bei den Exkursionsbewegungen erheblich überschritten.

Auch die erzwungene distal-Kippbewegung des Pfeilerzahnes durch die Schleimhautresilienz unter dem Prothesensattel wurde untersucht und berechnet (REHM, H., KÖRBER, E. und KÖRBER, K.H. 1962). Elektrisch gemessen wurden Schleimhautresilienz und Zahnbeweglichkeit. Rechnerisch ergab sich eine funktionelle, horizontale Distalbewegung von ca. 100 Mikrometer des starr über Konuskronen mit der Prothese verbundenen Stützzahnes. Unterstützt durch ihre klinischen Erfolge mit diesen Konstruktionen vertreten die Autoren die Meinung, daß diese distal-Kippung im Rahmen der physiologischen Zahnbeweglichkeit liege.

Weitere Untersuchungen zur Prothesendynamik zeigten, daß die physiologische Zahnbelastung unter der dynamischen Beanspruchung durch die Prothese um ein Vielfaches übertroffen wird (KÖRBER, K.H. 1970). Mit elektronischer Meßapparatur wurde nachgewiesen, daß alle Prothesenkräfte in Form von Schwingungen darstellbar sind und durch Hebelwirkungen vergrößert werden. Die Amplitude war am Pfeilerzahn gemessen um 2-10fach verstärkt. Da die Prothesendynamik den Pfeilerzahn

in bestimmte, auch unphysiologische Bewegungsbahnen zwingt, schenkt der Autor dem Kopplungsgrad von Prothese zum Pfeilerzahn besondere Beachtung. Bei vergleichenden Untersuchungen zeigte sich, daß starre Konstruktionen (Konuskronen mit ESG) gegenüber halbstarren (Ney-Klammern + ESG) und schleimhautgelagerten Prothesen, die geringste Prothesenamplitude bei geringer Horizontalbewegung der Pfeiler aufweisen. Dieses Ergebnis kann auf den guten Verblockungseffekt zurückgeführt werden.

Ähnliche Ergebnisse erbrachte die Arbeit von LEHMANN, K. 1972: Es wurde die am Patienten gemessene Schleimhautpressung unter verschiedenartig gelagerten ESG mit den rechnerisch ermittelten Einsinktiefen der Prothesensättel verglichen. Es konnte mit beiden Methoden gezeigt werden, daß sich eine sattelfern- starr über Ney-Klammern abgestützte Freiendprothese paralleler in das Prothesenlager einsenkt als ein sattelnah-starr über Ney-Klammern abgestützter Freiendsattel. Die Schleimhautpressung war bei gingivaler Lagerung stets am höchsten. Andererseits war der Druck, der auf die Schleimhaut übertragen wird um so stärker, je weiter peripher die Freiendprothese abgestützt wurde. Ein eindeutiger Vorteil der sattelfernen Lagerung bzgl. der Belastung des zahnlosen Prothesenlagers konnte nicht bewiesen werden.

Die ausführlichen Messungen von LUDWIG, P. 1976 mit induktiven Wegaufnehmern zeigten die Pfeilerzahnbelastung an Oberkiefer- und Unterkiefer-Freiendprothesen. Es zeigte sich dabei, daß eine sattelnahe- starre Lagerung grundsätzlich angezeigt ist und Verbindungselemente ohne Freiheitsgrade in Hinblick auf die Belastungsverteilung vom Sattel auf den Restzahnbestand den größten Wirkungsgrad zeigen. Allerdings ist dabei die Verblockung der Pfeilerzähne besonders bei starren Verbindungselementen (z.B. Teleskopkronen) unerläßlich, weil bei einer Sattelbelastung von 1 - 5 Kp (10 - 50 N) eine unphysiologische Horizontalbelastung in der Größenordnung von 0,5 - 1 Kp (5 - 10 N) und bei distaler

Sattelbelastung zusätzlich eine Extrusionsbewegung von 0,2 - 1,5 Kp (2 - 15 N) auf den Pfeilerzahn übertragen wird. Diese Kräfte würden ohne direkte Stabilisierung der Pfeilerzähne zu schweren parodontalen Schäden führen, da die physiologisch kompensierbaren Kräfte bei weitem überschritten werden.

Rein theoretische Überlegungen, Berechnungen und Modellversuche über die Wechselwirkung von Prothesensattel und Pfeilerzahn bei Geschiebekonstruktionen mit Transversalbügeln führten zu 61 Lehrsätzen über diese Konstruktionsanordnung (BAER, O. 1963). Danach ist unter anderem die Pfeilerzahnkinematik stets eine Funktion der Sattelbewegung, wobei es eine reine Translation des Sattels nicht gibt. Der Sattel führt als Folge des heterogenen Tegumentes stets Rotationen aus. Die Sattelkinematik ihrerseits ist eine Funktion der Verbindungselemente zwischen Sattel und Stützzähnen.

Anhand eines elektrischen Kaukraftmeßverfahrens, das die Registrierung des Kaukraftaufnahmevermögens eines Prothesensattels und der dabei an der Schleimhaut wirksam werdenden Kaukraftkomponenten gestattete (Doppelmeßdose mit DMS), wird das Funktionsverhalten einer mittels breitflächiger, median gelegener, starren Verbindung abgestützter Unterkiefer-Freiendprothese im Vergleich mit dem schleimhautgetragenen Zahnersatz untersucht (WINDECKER, D. 1965). Es ergab sich, daß die breitflächige, mediane Verbindung das Prinzip der sattelfernen Abstützung darstellt und sich durch eine ausgeglichene Kaukraftübertragung auf das gingivale und dentale Prothesenlager auszeichnet. Dabei wurden die Belastungen der Pfeilerzähne nicht direkt gemessen.

Eine andere bewährte Form der starren Verankerung stellt die Steg-Konstruktion dar. Bei einer Restbezahnung von 2 - 4 Zähnen an der Unterkieferfront gibt es die Möglichkeit von starren oder beweglichen Stegprofilen. Nachunter-

suchungen nach 7jähriger Tragezeit an 14 Patienten zeigten (WIRZ, J. 1973), daß Steg-Prothesen parodontal weniger schädigend sind, als Steg-Geschiebeprothesen, die eine völlig starre Fixierung am Pfeilerzahn bedingen. Hier überträgt sich die ganze Kraft des Prothesensattels ungebrochen durch elastische Elemente körperhaft auf das Pfeilerzahnparodont.

Problematisch stellt sich stets die Dimensionierung der Prothesenkonstruktion dar. Sie sollten möglichst starr und verwindungssteif sein, ohne eine unnötige Behinderung des Patienten darzustellen. Aus diesem Grund werden bevorzugt Metalle für Prothesenkonstruktionen gewählt.

Unter der Verwendung von DMS konnte nachgewiesen werden, daß übliche prothetische Konstruktionen keinesfalls starr sind (VAN THIEL, A. 1957). Auch Brückenarbeiten, so konnte ebenfalls mit DMS nachgewiesen werden, führen bei vertikaler Belastung elastische Biegebewegungen durch (KLÖTZER, W. 1960 und PIOTRAUT, J. 1976). Darüberhinaus wurden mit optischen Meßverfahren die Kippung der Brückenpfeiler bei vertikaler Belastung der Brückenglieder gemessen. Dabei traten Kippungen von 0 Grad 17′ bis 0 Grad 55′ auf.

Ebenfalls mit DMS zeigten TILLITSON, E.W., CRAIG, R.G. und PEYTON, F.A. 1971, daß Brücken sowohl in Gold-Legierungen, als auch in Stahl-Legierungen gearbeitet, bei Belastungen des Brückengliedes schwingende Bewegungen ausüben. Dabei wurden Druck- und Zugbewegungen am Brückenglied und Torsionsbewegungen der Brücke gemessen und optisch dargestellt. Die Belastungsformen der Pfeilerparodontien wurden nicht experimentell untersucht, sondern die Spannungsverhältnisse der Brückenglieder unter besonderer Berücksichtigung der Form, Länge und Lage der Brücken. Es wurde festgestellt, daß die Porzellanoberfläche verblendeter Brücken unter geringer Spannung stehen (CRAIG, R.G. und PEYTON, F.A. 1967).

Außer diesen festsitzenden Konstruktionen sind auch Klammergußprothesen biegenden Beanspruchungen ausgesetzt (JÜDE, H.D. 1970 a und b, WINDECKER, D. und HERMANNS, W. 1970). Es wurden konfektionierte Normprofile der Firma Dentaurum verarbeitet und sowohl am Modell wie am Patienten bei Kaubelastungen bis 10 Kp (100 N) Verwindungen nachgewiesen. Die vorherrschenden Bewegungsrichtungen der Prothesensättel waren Kippungen um eine transversale und sagittale Achse. Die Autoren vertreten die Meinung, daß ein Unterkiefer-Sublingualbügel mit einem Querschnitt von 2 mal 4 mm genügend verwindungssteif ist (Torsionsbügel).

Unter dem Gesichtspunkt der erforderlichen Kraftverteilung auf die Pfeilerzähne durch Verblockung verdient ein anderes Biegemoment auch Beachtung, die Verformung des Kieferknochens bei der Bewegung. Untersuchungen bei der maximalen Mundöffnung und der Vorschubbewegung des Unterkiefers (JUNG, F. 1968) zeigten, daß die knöcherne Unterkieferspange komprimiert wird, sodaß es zu einer Annäherung der Seitenzahnreihen kommt.

Diese Überlegungen führten dazu, die Auslenkung von Pfeilerzähnen auch bei Unterkieferbewegungen mittels dynamisch arbeitenden induktiven Wegaufnehmern in paraokklusalen Schienen zu untersuchen (SIEBERT, G. und SCHULTZ, W. 1978). Zwei Patienten waren mit ESG, die mit unilateralen bzw. bilateralen Freiendsätteln und Bonwillklammern versehen waren (starre Abstützung), versorgt. Die Auslenkung der Pfeilerzähne wurde während der Leermastikation in transversaler und sagittaler Ebene gemessen. Dabei konnte gezeigt werden, daß sich auf längere Zeit eine größere Zahnbeweglichkeit der Pfeilerzähne einstellt, da durch das Eingliedern der Prothese die Bewegungscharakteristik der Pfeilerzähne geändert wird und andere, z.T. auch unphysiologische Bewegungsrichtungen resultieren. Diese Ergebnisse stimmen gut mit denen von KÖRBER, K.H. und HOFFMANN, M. überein.

Weitere Untersuchungen mit diesem Meßsystem bei extremen Exkursionsbewegungen des Unterkiefers ohne Antagonistenkontakt und während der Leermastikulation (SIEBERT, G. 1980) zeigten folgende Ergebnisse. Die Zahnauslenkungen lagen bis 60 Mikrometer in der physiologischen Norm und konnten in allen Hauptrichtungen (lingual, distal, kranial und kaudal) nachgewiesen werden.

Damit diese physiologische Zahnbeweglichkeit beim Pfeilerzahn nicht überschritten wird, ist es nötig, Pfeilerzähne zu verblocken, um die auftretenden Hebelkräfte auf mehrere Parodontien zu verteilen. Dieses wurde bereits in den Arbeiten von KÖRBER, K.H., HOFFMANN, M., LUDWIG, P. und RARISCH, B. ausführlich dargestellt.

Den besonderen Einfluß der Konstruktionselemente auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Prothesen stellte KÖRBER, E. 1963 und 1977 als Ergebnis langjähriger Untersuchungen dar. Neben der daraus resultierenden "Tübinger Gruppeneinteilung" der Prothesen nach Art der Abstützung am Restgebiß und nach Zahl und Stellung der Restzähne mit der nachgewiesenen Erfolgswahrscheinlichkeit der angewendeten Konstruktionen zeigten die Untersuchungen eindeutig, daß die besten Resultate bei einer Verblockung von 3 Pfeilerzähnen erreicht werden. In dieser Gruppierung waren sowohl der Höhenabbau des Alveolarknochens als auch die Zahnfleischtaschentiefen nach 5 Jahren Tragezeit geringer als bei 1 - 2 oder 4 - 5 und 6 - 8 verblockten Pfeilerzähnen.

Zu ähnlichen Ergebnissen kommen auch andere Nachuntersuchungen, die alle theoretischen Forderungen nach Verblockung der Pfeilerzähne ebenfalls klinisch untermauern (KERSCHBAUM, Th. und VOSS, R. 1977). Die meisten der nachuntersuchten Pfeilerzähne waren einseitig mit einer Nachbarkrone verblockt und über Ney-Klammern mit der Prothese verbunden. Es zeigte sich, daß die Verblockung die zunehmende Lockerung der Pfeilerzähne nicht verhindern aber signifikant

verlangsamen kann, ohne die parodontalen Verhältnisse zu verschlechtern.

Neben der grundsätzlichen Konstruktion der Teilprothese spielt auch die okklusale Gestaltung jedes Zahnersatzes eine große Rolle bei der problemlosen Inkorporation solcher Prothesen. Die Kraftübertragung besonders bei der Leermastikation und den ständigen Exkursionsbewegungen des Unterkiefers über das Kauflächenrelief auf die Parodontien verdienen besondere Beachtung, da sie die häufigsten Bewegungen darstellen.

Untersuchungen über die Grenzbewegungen des Unterkiefers (POSSELT, U. 1958) zeigten, daß sie für ein Individuum konstant und reproduzierbar sind (Posselt-Diagramm). Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkungen von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen (MARXKORS, R. 1962) zeigten, daß der Drehpunkt eines Zahnes abhängig vom Angriffspunkt der einwirkenden Kraft vom Bereich des Apex bis zur Mitte der Wurzel wandern kann. Außerdem kommt der Autor zu der Überzeugung, daß die Horizontalbelastung der Zähne durch flache Kauflächen und Kürzung der Kronen verringert werden kann, was neben orthodontischen Maßnahmen und Einschleifvorgängen besonders bei der Gestaltung von Zahnersatz berücksichtigt werden soll.

Die Kauflächengestaltung muß auch die Führung des Unterkiefers durch die Gelenkbahn der Kondylen berücksichtigen. Schon MONSON, G.S. 1920 forderte aus diesem Grund,die Berührungsflächen von Ober- und Unterkieferzähnen bei der Rekonstruktion in Form von Kugelausschnitten zu gestalten.

Die Artikulationslehre nach GYSI schlägt vor, Zähne zu verwenden, die dieselbe Höckerneigung gegen die Horizontale aufweisen wie die Führungsflächen in den Kiefergelenken. Durch entsprechende Anordnung dieser Zähne ist stets eine störungsfreie Artikulation möglich. Darauf aufbauend entwickelt

GERBER, A. 1970 das Mörser-Pistill-Prinzip der Verzahnung, sodaß für den tragenden Höcker eine punktförmige stabile Abstützung ermöglicht wird. Weiterhin wird eine Kauflächenform gefordert, die sich durch konvex geformte Höckerabhänge mit tiefen Fissuren auszeichnet (FRÖHLICH, E., KÖRBER, E. 1977). Die Interkuspidation soll dabei so gestaltet werden, daß die Antagonistenhöcker durch eine 3-Punktabstützung den Zahn axial belasten. Außerdem wird wie auch schon von GYSI und GERBER gefordert anschaulich dargestellt, daß durch eine kalottenförmige Kauflächengestaltung Störkontakte bei der Unterkieferbewegung vermieden werden können.

Eine weitere Abstimmung der Kauflächen an die individuelle Unterkieferbewegung ist nach der Aufwachsmethode möglich (THOMAS, P.K. und LUNDEEN, H.G. 1969). Diese Arbeitsweise setzt jedoch voraus, daß alle Daten wie Bennett-Winkel und sagittale Gelenkbahnneigung exakt bestimmt und auf den Artikulator übertragen werden. Unter dieser Voraussetzung können dann die Höcker in Zahn- zu 2-Zahn Beziehungen (LUNDEEN) oder in Zahn- zu Zahn Beziehung (THOMAS) optimal in der zentralen Fissur des Antagonisten abgestützt und durch "Einflugschneisen" der Höcker alle Exkursionsbewegungen des Unterkiefers störungsfrei ablaufen.

Mit Hilfe von piezoelektrischen Lastmessungen zeigten LUKAS, D. und SPRANGER, M. 1973 den Einfluß ungenau gemessener Gelenkbahn- und Bennett-Winkel in Bezug auf deren Auswirkungen am Einzelzahn. Die Belastungen wurden im teiljustierbaren, individuellen Artikulator an Modellen mit Metallkauflächen gemessen. Es wurde davon ausgegangen, daß eine definiert am Artikulator geänderte Gradeinstellung, etwa eine steilere Neigung, tatsächlich einem Meßfehler im Sinne eines am Patienten zu flach gemessenen Winkels gleicht. Bei den Versuchen ergab sich, daß ein ungenau zu steil gemessener Winkel der Gelenkbahnneigung den Einzelzahn ungünstiger belastet, als ein zu flach gemessener bei sonst gleichen Meßbedingungen. Ebenso wirkte sich ein zu spitz gemessener

Bennett-Winkelungünstiger aus, als ein zu stumpf gemessener bei sonst gleichen Meßbedingungen. Die Frage, wie sich die Belastung der verblockten Pfeilerzähne durch die mit ihnen starr verbundenen Freiendprothesen unter den Bedingungen der Artikulation und Leermastikation ändert, wurde bisher nicht untersucht. Die vorliegende Arbeit soll ein Beitrag zu dieser Frage sein.

Abb. 1: Diese Abbildung zeigt einen klinischen Fall. Hier wurde eine Oberkiefer-Einstückgußprothese an die mit den gefrästen Stegen verbundenen Zähnen 18, 13 u. 23 völlig starr befestigt.

3. EIGENE VERSUCHE

Anhand einer Modellversuchsreihe sollen folgende Punkte geprüft werden:

1. Die horizontale Auslenkung der Wurzelspitze eines Pfeilerzahnes bei folgenden Artikulationsbewegungen

   a.) Protrusion
   b.) Laterotrusion
   c.) Mediotrusion mit Hyperbalancekontakt und steigender Belastung.

2. Der Stabilisierungseffekt, der durch Verblockung des Pfeilerzahnes bei bilateraler oder unilateraler Freiendprothese entsteht.

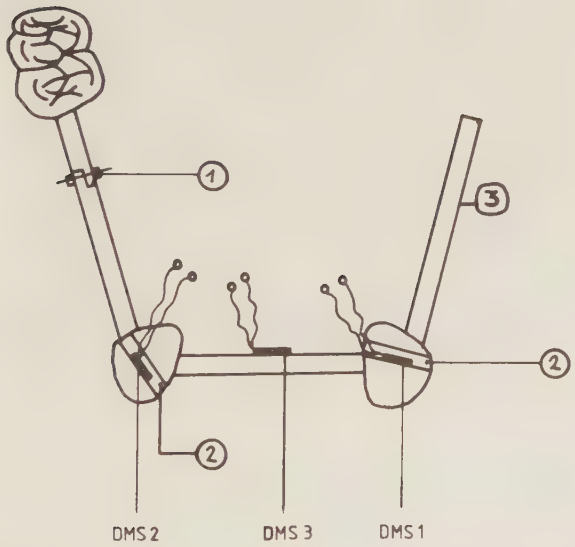
3. Der Einfluß, den Veränderungen der horizontalen Gelenkbahnneigung und des Bennett-Winkels bei verschieden starken Belastungen haben.

4. Welche Torsion ein Steg zwischen den Pfeilerzähnen bei diesen Belastungen erfährt und wie die Kraft von einem Pfeilerzahn auf den anderen übertragen wird.

3.1. Meßmodell

Die Grundlagen des Meßmodells sind bereits von OEHMKE, H.W. 1983 beschrieben.

Skizze der vorhandenen Konstruktion:



Skizze 1:

1: handgefrästes Geschiebe mit Verschraubung

2: gefräste Schlitze mit DMS

3: Belastungssteg

Schemazeichnung der Meßvorrichtung. Die elastisch gelagerten Pfeilerzähne sind starr mit Stegen verbunden. Dehnungsmeßstreifen erlauben die Auslenkung an der Wurzel und die Verbiegung des Steges zu erfassen

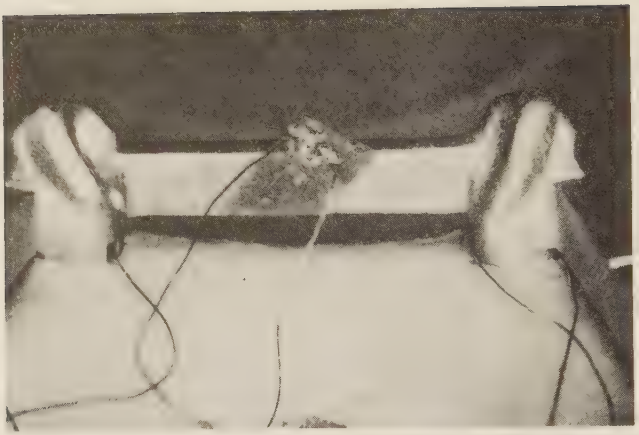


Abb. 2: Steg 33 bis 43 mit dem DMS 3. Am Zahn 33 ist gerade noch ein Teil des gefrästen Wurzelschlitzes zu sehen

Ausgehend von diesem Modell, an dem OEHMKE, H.W. Messungen mit rein horizontalen und vertikalen Kräften durchführte, wurden nun auf die für die Belastung vorgesehenen Freiendstege Zähne angebracht. Dazu wurde das Meßmodell zuerst in den unteren Teil eines SAM Artikulators nach dem Bonnwill'schen Dreieck fixiert. Anschließend wurden nach den Frasaco-Silikon-Formen (Stuttgarter Modell) im Verfahren der Heißpolymerisation aus dem Kunststoff K + B (Fa. De Trey) Seitenzahnkauflächen hergestellt. Die Kauflächen der Zähne 34 - 36 und 44 - 46 wurden nach den endgültigen Regeln der Aufstellung (FRÖHLICH, E., KÖRBER, E. 1977) mit dem Kunststoff Pala-press (Fa. Kulzer) auf den Paliag-Stegen befestigt. Anschließend wurde ein Gegenkiefermodell in das Artikulatoroberteil eingegipst, sämtliche Zähne radiert und die Gegenzahnreihen 14 - 16 und 24 - 26 ebenfalls korrekt aufgestellt und mit Pala-press

fixiert. Die zentrische Okklusion und sämtliche Exkursionsbewegungen wurden mit Okklusionsfolie (Hanel-Folie) exakt und störungsfrei eingeschliffen, so daß eine einwandfreie Gruppenführung resultiert. Der SAM Artikulator ist auf den Mittelwert HCN 30 Grad und einen Bennett-Winkel von 20 Grad eingestellt.

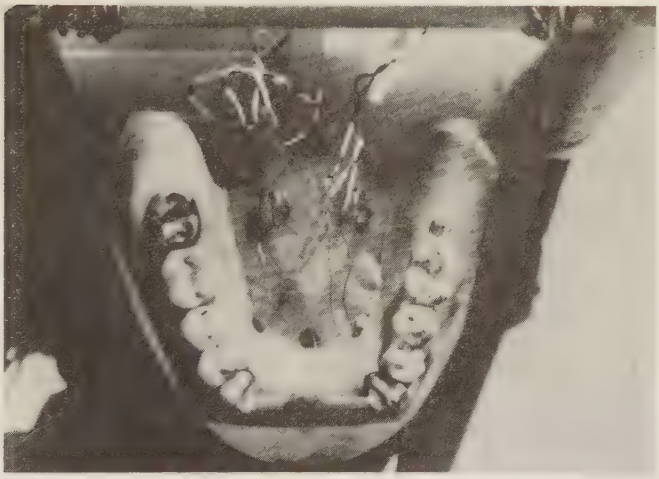


Abb. 3: zeigt die Aufsicht auf das fertiggestellte Meßmodell. Zahn 47 ist durch Verschraubung an den distalen Belastungssteg von Zahn 33 fixiert

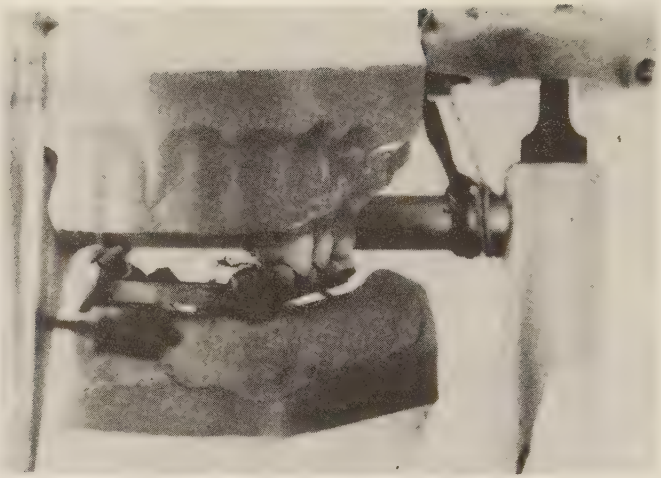


Abb. 4: Ansicht von links auf das Meßmodell in zentraler Okklusion. Deutlich sichtbar ist die maximale Interkuspidationsstellung der Zähne 24 - 26 und 34 - 36

3.2. Belastungsmethode

Die Belastung erfolgt zunächst über das Artikulatoroberteil (AO) mit 3,5 Newton (N) Eigengewicht, sodann zusätzlich über Gewichte von 2,5; 5,0 und 10,0 Newton. Die Gewichte werden zentral auf das Artikulatoroberteil aufgesetzt und dort über Klebefolie fixiert. Um eine Verkantung des Artikulators bei den Exkursionsbewegungen zu verhindern, werden die Artikulatorteile in der Nähe der Kondylargehäuse mit starken Gummibändern verbunden.

Als Anschlag dient dem Stützstift des Artikulators ein selbstgefertigter Stahlbügel, der über die Schraube des Frontzahnführungstellers starr mit dem Artikulatorunterteil verbunden ist und sich in jede gewünschte Position verstellen läßt (Abb. 6).

Die Protrusionsbewegung erfolgt von Hand durch gleichmäßigen Druck mit beiden Daumen gegen die Kondylengehäuse bis zum Anschlag in Höcker-Höcker-Stellung.

Die Lateralbewegungen werden streng horizontal geführt. Als treibende Kraft dient die Schwerkraft über ein Gewicht von 5,0 N, das über eine Schnur und eine Umlenkrolle mit dem Stützstift des Artikulators verbunden ist. Der Anschlag begrenzt die Bewegung stets in Höcker-Höcker-Stellung.

Abb. 5:

zeigt den geöffneten Artikulator in Aufsicht. Die Gegenzahnreihen und die Kunststoffkauflächen auf den Belastungsstegen sind deutlich sichtbar

Abb. 6:

Frontale Ansicht des Artikulators bei der Messung. Das Bild zeigt die Mediotrusionsstellung am Anschlag in Höcker-Höcker-Stellung. Die Bewegung wurde über das Gewicht mittels der Umlenkrolle ausgeführt

3.3. Messungen

Alle Messungen wurden 10 mal wiederholt, nachdem sich die Konstruktion nach Entlastung von selbst in die Null-Lage zurückgestellt hat. Die angegebenen Ergebnisse stellen Mittelwerte aus den Messungen dar. Das Ablesen erfolgte jeweils nach Belastung von einer Minute innerhalb der einzelnen Bewegungsschritte, z.B.:

- Null-Lage
- Schließen des Artikulators in zentrischer Okklusion
- nach 1 Minute Ablesen des 1. Meßwertes
- Definierte Bewegung des Artikulators bis Anschlag
- nach 1 Minute Ablesen des 2. Meßwertes.

3.4. Meßtechnik

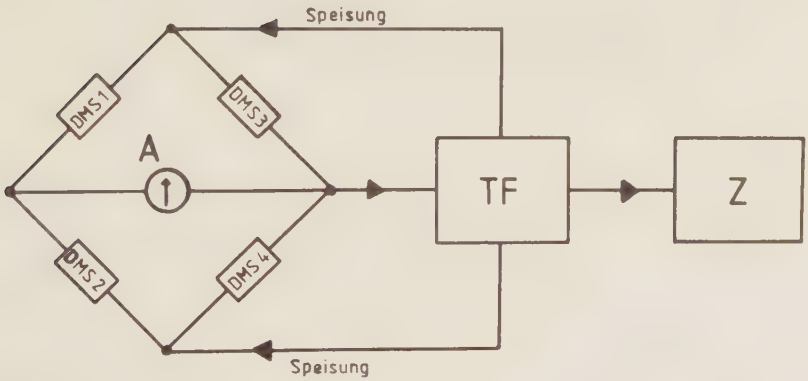
Die Messungen werden über selbsttemperatur-kompensierende Folien-Dehnungsmeßstreifen (DMS) mit einem Meßgitter von 3 mm Länge und einem Widerstand von 120 Ohm ermöglicht. Damit die durch die Belastung auftretenden Formänderungen des Gerüstes in Form von Dehnungen, Stauchungen und Torsionen erfaßt werden, müssen die DMS mit dem Spezialkleber Z 70 (Hottinger & Baldwin) fixiert werden. Dabei muß beachtet werden, daß die DMS mit ihrer aktiven Längsrichtung im Bereich der stärksten zu erwartenden Biegebelastung liegen. Die DMS übersetzen die Dehnungen und Stauchungen in proportionale elektrische Widerstandsänderungen und arbeiten dabei streng linear.

Die durch diese Widerstandsänderungen resultierenden Spannungsänderungen werden einer Wheatstone'schen Vollbrücke in einem TF-Meßverstärker verarbeitet. Die verstärkten Impulse können dann an einem Analoganzeigegerät

in Skalenteilen (SKT) abgelesen werden. Der TF-Meßverstärker arbeitet mit 5 KHz, die Brückenspannung beträgt 2,5 V eff.

Die DMS 1 und 2 wurden apikal parallel zur Zahnachse auf die geschlitzte Wurzelhälfte der Zähne 33 und 43 fixiert. Der DMS 3 wurde im Winkel von 45 Grad zur Stegachse angeklebt, um die Torsion des Steges erfassen zu können (Abb. 2).

3.5. Blockbildschaltung der Meßanordnung



Skizze 2:

TF:	Trägerfrequenz-Meßverstärker 5 KHz Hottinger und Baldwin KWS 3082A
A:	gemessener Spannungsabfall als Eingangswert für TF-Verstärker
Z:	Analoganzeige
Speisung:	Brückenspannung 2,5 V eff.
DMS 1:	Aktiver DMS
DMS 2:	Temperaturkompensation (inaktiv)
DMS 3 und 4:	Sie befinden sich im TF-Verstärker und ergänzen die DMS 1 und 2 zu einer Wheatstone'schen Vollbrücke

4. MESSERGEBNISSE

Die Ergebnisse entstehen nach angegebener Belastungsmethode unter vertikaler Belastung der Konstruktion mit dem Artikulatoroberteil (AO) -entsprechend 3,5 N-, und zusätzlich mit Gewichten von 2,5, 5,0 und 10,0 N auf dem AO.
Die angegebenen Bewegungsformen wurden jeweils mit Zahn 47 und ohne Zahn 47 ausgeführt. Ausgangsstellung ist immer die zentrale Okklusionsstellung. Endpunkt ist stets die Höcker-Höcker-Stellung am eingestellten Anschlag des Artikulators. Die Angaben verstehen sich in Skalenteilen (SKT) des angegebenen Meßbereiches. Insgesamt wurden ca. 1120 Messungen vorgenommen.

4.1. Protrusionsbewegungen bei variabler Gelenkbahnneigung (HCN) und festem Bennett-Winkel von 20 Grad

Meßbereich: 0,5 mV/V

1. Meßwert: zentrale Okklusion (1. Mw)
2. Meßwert: nach Protrusionsbewegung in Höcker-Höcker-Kontakt (2. Mw)

A.) mit Zahn 47
a) HCN 20 Grad

DMS 1: (Zahn 33)

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 6	+ 10	+ 15	+ 17
2. Mw	+ 46	+ 58	+ 69	+ 80

DMS 2: (Zahn 43)
kein Ausschlag

DMS 3: (Steg)

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 3	- 4	- 5,5	- 7
2. Mw	- 9	- 13	- 19	- 24

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 7	+ 12	+ 15	+ 17
2. Mw	+ 42	+ 54	+ 64	+ 74

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 4	- 4	- 5,5	- 7,5
2. Mw	- 6	- 9	- 14	- 18

c.) HCN 40 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 6	+ 11	+ 14	+ 18
2. Mw	+ 36	+ 45	+ 55	+ 64

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 3	- 4	- 5	- 7
2. Mw	- 4	- 7	- 10	- 12

B.) ohne Zahn 47

a.) HCN 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 16	+ 29	+ 40	+ 49
2. Mw	+ 58	+ 72	+ 86	+ 99

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 5	+ 7	+ 11	+ 14
2. Mw	+ 14	+ 19	+ 25	+ 29

DMS 3: kein Ausschlag

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 18	+ 30	+ 40	+ 49
2. Mw	+ 38	+ 54	+ 69	+ 84

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 5	+ 8	+ 10	+ 14
2. Mw	+ 11	+ 16	+ 20	+ 25

DMS 3: kein Ausschlag

c.) HCN 48 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 18	+ 38	+ 39	+ 49
2. Mw	+ 31	+ 44	+ 56	+ 68

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 5	+ 7	+ 10	+ 13
2. Mw	+ 9	+ 12,5	+ 16	+ 19

DMS 3: kein Ausschlag

4.2. Linkslaterale Arbeitsbewegung im 2. und 3. Quadrant mit variabler Gelenkbahnneigung und festem Bennett-Winkel von 20 Grad

Meßbereich: 0,5 mV/V

1. Meßwert: zentrale Okklusion
2. Meßwert: Linkslateralbewegung mit Höcker-Höcker-Stellung links

A.) mit Zahn 47
a.) HCN 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 32	+ 54	+ 77	+ 92
2. Mw	+ 28	+ 45	+ 64	+ 80

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 7	- 12	- 17	- 20
2. Mw	- 5	- 9	- 13	- 18

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 33	+ 55	+ 78	+ 93
2. Mw	+ 21	+ 42	+ 61	+ 80

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 8	- 13	- 18	- 20
2. Mw	- 6	- 9	- 13	- 16

c.) HCN 40 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 32	+ 53	+ 77	+ 92
2. Mw	+ 33	+ 52	+ 70	+ 89

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 9	- 13	- 16	- 19
2. Mw	- 5	- 10	- 14	- 19

B.) ohne Zahn 47

a.) HCN 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 38	+ 66	+ 92	+ 108
2. Mw	+ 45	+ 68	+ 92	+ 116

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 2	+ 3	+ 4	+ 5
2. Mw	+ 1	+ 2	+ 3	+ 3,5

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 3	- 5	- 6	- 7
2. Mw	- 1	- 3	- 5	- 7

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 41	+ 65	+ 89	+ 107
2. Mw	+ 40	+ 58	+ 75	+ 94

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 3	+ 3,5	+ 5
2. Mw	+ 0,5	+ 1,5	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 3	- 5	- 7	- 8
2. Mw	- 2	- 3	- 4	- 5

c.) HCN 40 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 39	+ 66	+ 92	+ 108
2. Mw	+ 48	+ 72	+ 94	+ 118

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 2	+ 3	+ 4
2. Mw	+ 0,5	+ 1,5	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 4	- 5,5	- 6,5	- 8
2. Mw	- 2	- 3	- 4	- 6

4.3. Linkslaterale Arbeitsbewegung im 2. und 3. Quadranten mit variablem Bennett-Winkel und fester Gelenkbahnneigung von 30 Grad

Meßbereich: 0,5 mV/V

1. Meßwert: zentrale Okklusion
2. Meßwert: Linkslateralbewegung mit Höcker-Höcker-Stellung links

A.) mit Zahn 47
a.) Bennett-Winkel 10 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 47	+ 62	+ 78	+ 93
2. Mw	+ 32	+ 58	+ 67	+ 85

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 10	- 13	- 16	- 19
2. Mw	- 4	- 8	- 11	- 15

b.) Bennett-Winkel 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 47	+ 62	+ 78	+ 92
2. Mw	+ 22	+ 42	+ 61	+ 80

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 9	- 13	- 16,5	- 20
2. Mw	- 5	- 7	- 9	- 12

c.) Bennett-Winkel 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 47	+ 62	+ 79	+ 93
2. Mw	+ 34	+ 53	+ 71	+ 89

DMS 2: kein Ausschlag

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 9	- 13	- 17	- 20
2. Mw	- 4	- 8	- 11	- 15

B.) ohne Zahn 47

a.) Bennett-Winkel 10 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 60	+ 76	+ 92	+ 108
2. Mw	+ 46	+ 65	+ 84	+ 103

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 2	+ 3	+ 4
2. Mw	+ 0,5	+ 1	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 3	- 5	- 6	- 7
2. Mw	- 2	- 3	- 5	- 7

b.) Bennett-Winkel 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 61	+ 77	+ 92	+ 108
2. Mw	+ 41	+ 58	+ 75	+ 93

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 2	+ 3	+ 4
2. Mw	+ 0,5	+ 1	+ 1,5	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 4	- 5	- 6	- 7
2. Mw	- 2	- 3	- 4	- 5

c.) Bennett-Winkel 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 60	+ 75	+ 91	+ 107
2. Mw	+ 48	+ 67	+ 87	+ 108

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 2	+ 3	+ 3,5
2. Mw	+ 0,5	+ 1,5	+ 2	+ 4

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 4,5	- 5	- 6	- 7,5
2. Mw	- 1	- 3	- 4	- 6

4.4. Hyperbalancekontakt zwischen den Zähnen 26 und 36 bei variabler Gelenkbahnneigung und festem Bennett-Winkel von 20 Grad

Meßbereich: 0,5 mV/V

1. Meßwert: zentrale Okklusion
2. Meßwert: Rechtslateralbewegung mit Höcker-Höcker-Stellung bei 36/26

A.) mit Zahn 47
a.) HCN 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 50	+ 68	+ 84	+ 102
2. Mw	+ 68	+ 92	+ 108	+ 132

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 0	+ 0,5	+ 1	+ 1
2. Mw	+ 0	+ 0,5	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 7	- 12	- 19	- 25
2. Mw	- 8	- 15	- 22	- 28

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 50	+ 67	+ 84	+ 101
2. Mw	+ 72	+ 99	+ 124	+ 139

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 0	+ 0,5	+ 1	+ 1
2. Mw	+ 0	+ 0,5	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 7	- 12	- 16,5	- 24
2. Mw	- 8	- 15	- 23	- 28

c.) HCN 40 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 49	+ 67	+ 82	+ 101
2. Mw	+ 58	+ 82	+ 103	+ 120

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 0	+ 0	+ 1	+ 2
2. Mw	+ 0	+ 0,5	+ 2	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 7	- 12	- 19	- 25
2. Mw	- 8	- 15	- 22	- 26

B.) ohne Zahn 47

a.) HCN 20 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 63	+ 79	+ 95	+ 110
2. Mw	+ 84	+ 116	+ 140	+ 156

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 1,5	+ 2	+ 2,5
2. Mw	+ 2	+ 3	+ 3,5	+ 4

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 2	- 3	- 5	- 6,5
2. Mw	- 0,5	- 1,5	- 2,5	- 3,5

b.) HCN 30 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 62	+ 78	+ 94	+ 109
2. Mw	+ 79	+ 111	+ 139	+ 152

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 1	+ 1,5	+ 2	+ 2,5
2. Mw	+ 1	+ 2	+ 2,5	+ 3

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 2	- 3,5	- 5	- 7
2. Mw	- 0,5	- 1	- 2	- 3,5

c.) HCN 40 Grad

DMS 1:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 62	+ 78	+ 94	+ 101
2. Mw	+ 76	+ 108	+ 135	+ 150

DMS 2:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	+ 0,5	+ 1	+ 2	+ 3
2. Mw	+ 1	+ 2	+ 2,5	+ 4

DMS 3:

	AO	AO + 2,5 N	AO + 5 N	AO + 10 N
1. Mw	- 2	- 3,5	- 5	- 7
2. Mw	- 1	- 1,5	- 3	- 4,5

4.5. Diagramme der wichtigsten Meßergebnisse

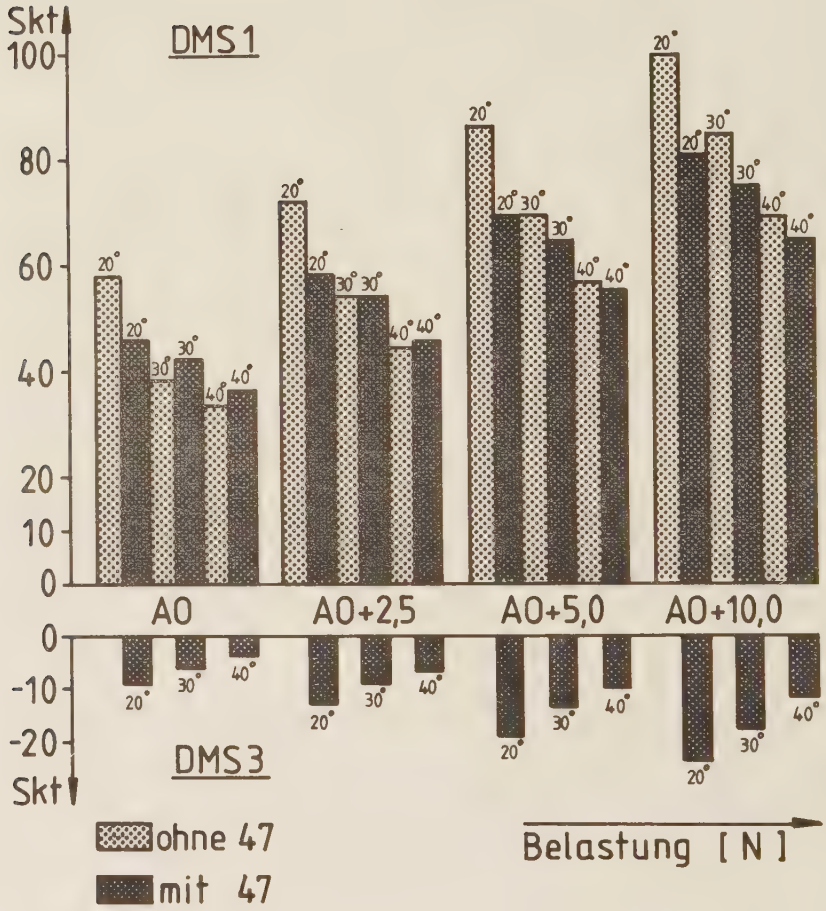


Abb. 7: Die horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 33 (DMS 1) und die Torsion des Steges (DMS 3) in Abhängigkeit von der Belastung bei Protrusion mit unterschiedlicher Gelenkbahnneigung mit und ohne Zahn 47.
Die Auslenkung der Zahnwurzel nimmt bei gleicher Belastung mit zunehmender Gelenkbahnneigung ab. Auch die Torsion des Steges ist bei steilerer Gelenkbahnneigung geringer

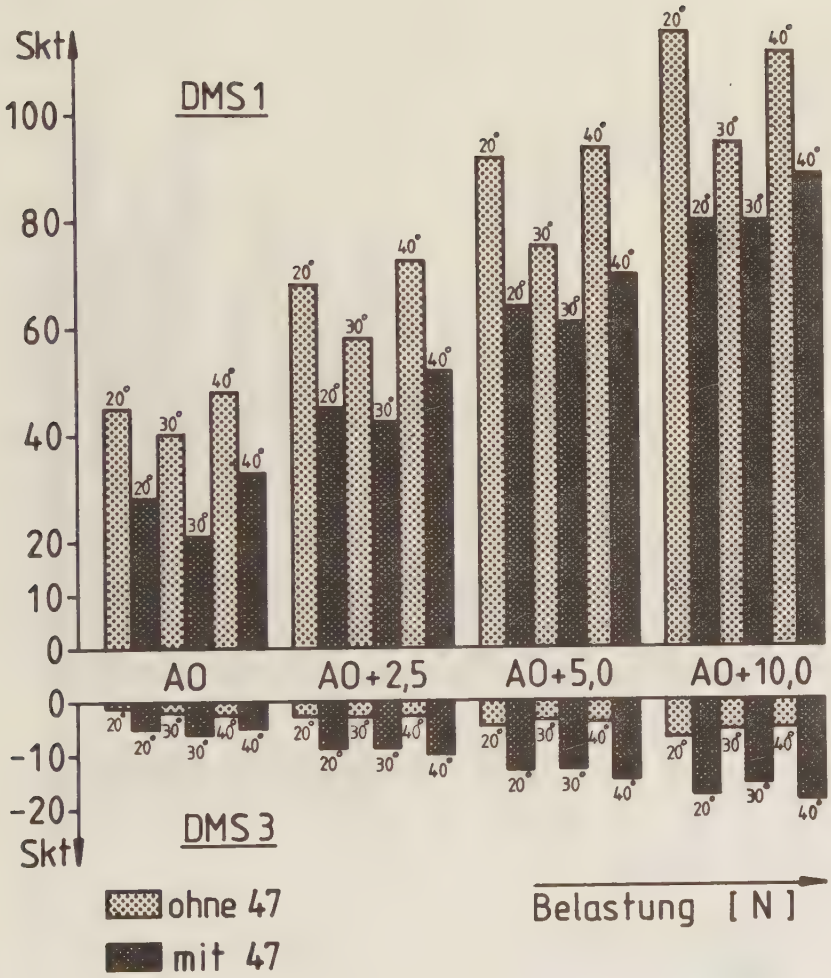


Abb. 8: Die horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 33 (DMS 1) und die Torsion des Steges (DMS 3) in Abhängigkeit von der Belastung bei linkslateraler Arbeitsbewegung mit unterschiedlicher Gelenkbahnneigung mit und ohne Zahn 47.
Die Einbeziehung des Molaren 47 ergibt eine geringere Auslenkung von Pfeilerwurzel 33

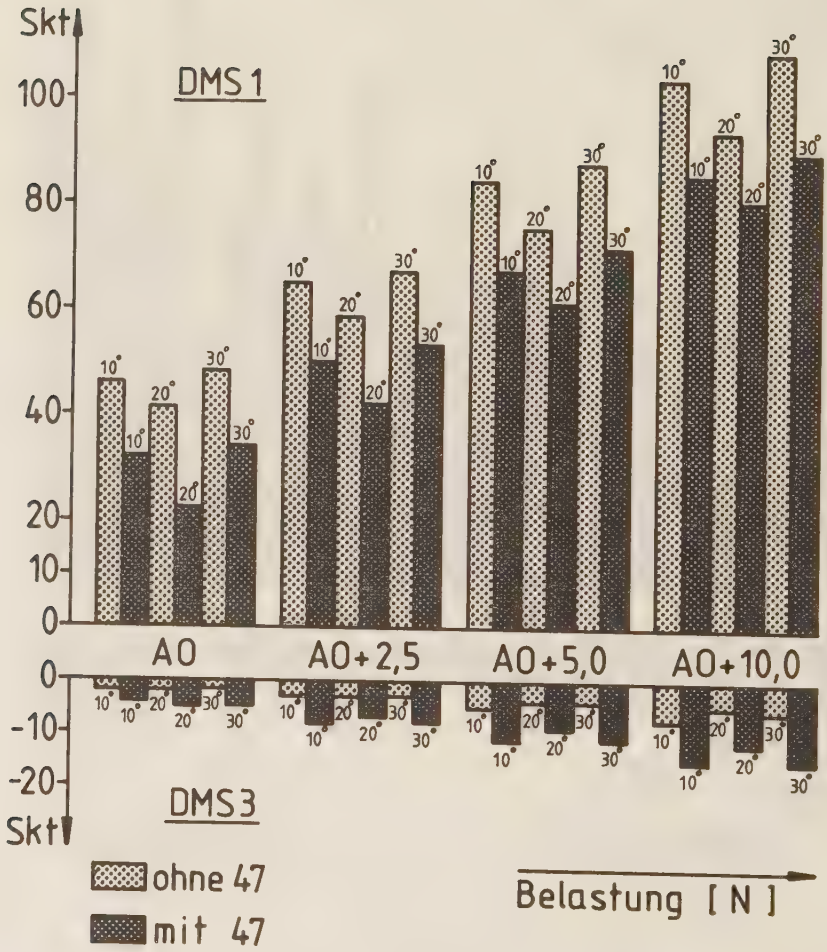


Abb. 9: Die horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 33 (DMS 1) und die Torsion des Steges (DMS 3) in Abhängigkeit von der Belastung bei linkslateraler Arbeitsbewegung mit unterschiedlichem Bennett-Winkel mit und ohne Zahn 47.
Das Belastungsminimum ergibt sich bei einem Bennett-Winkel von 20°

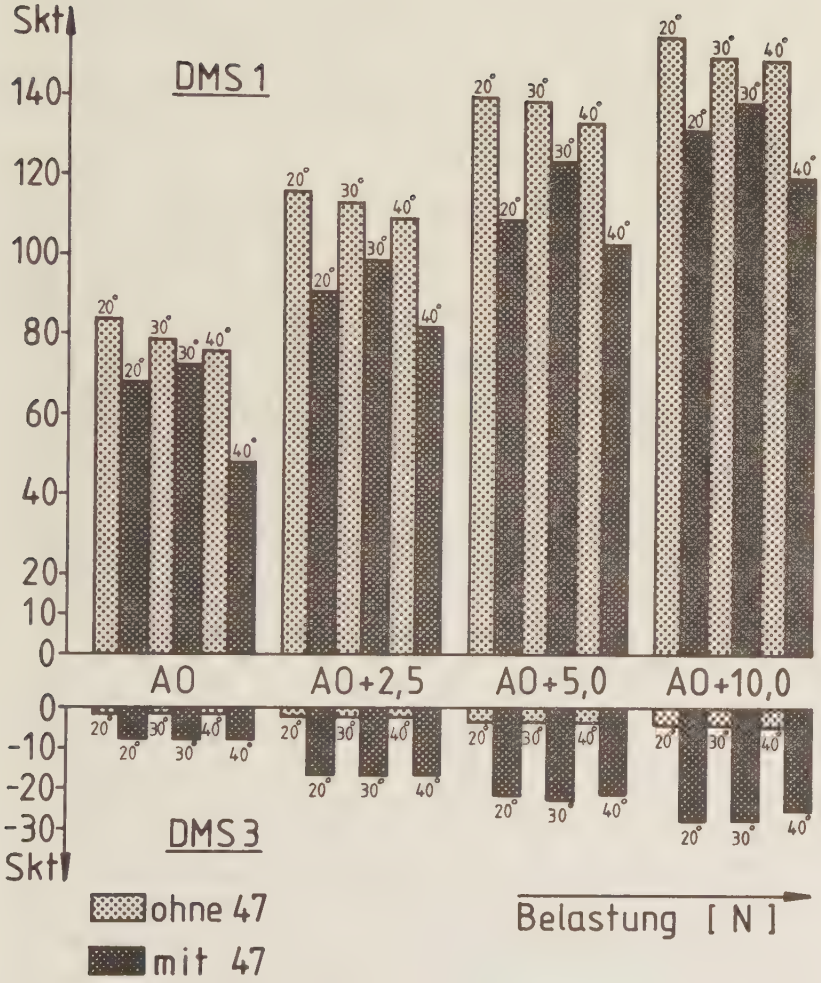


Abb. 10: Die horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 33 (DMS 1) und die Torsion des Steges (DMS 3) in Abhängigkeit von der Belastung bei Hyperbalancekontakt an den Zähnen 26/36 mit unterschiedlicher Gelenkbahnneigung mit und ohne Zahn 47.
Die Auslenkung der Zahnwurzel 33 ist mit zunehmender Gelenkbahnneigung geringer, die Torsion des Steges 33, 43 bleibt gleich

5. ERGEBNISSE

Die Meßergebnisse sollen nun im einzelnen erläutert werden. Die Streuung der Meßergebnisse in den durchgeführten Versuchen war unerheblich, geringfügige Abweichungen ließen sich durch Ableseungenauigkeiten und Temperaturschwankungen erklären.

Ergebnisse bei Protrusionsbewegungen und variabler Gelenkbahnneigung:

DMS 1:

Die horizontale Beanspruchung des Zahnes 33 steigt mit zunehmender Belastung an. Bei Belastungen bis 5,0 N steigt die Beanspruchung proportional zur Belastung. Steigt die Belastung über 5,0 N, so tritt eine deutliche Durchbiegung des Belastungssteges auf (s. Skizze 1). Im Meßergebnis wird dies durch ein langsameres Ansteigen der Beanspruchung im Verhältnis zur Belastung deutlich. Ursache ist eine relative Verkürzung des Hebelarmes, da durch die Durchbiegung des Belastungssteges die distalen Sattelanteile weniger stark belastet werden.

Bei gleicher Belastung nimmt die Beanspruchung mit steigender Gelenkbahnneigung ab. Dieses läßt sich dadurch erklären, daß die Zähne mit einer Gelenkbahnneigung von 30 Grad aufgestellt sind und bei niedrigeren Gelenkbahnneigungen die distalen Sattelteile stärker belastet werden. Der dadurch verlängerte Hebelarm verursacht die stärkere Beanspruchung der Zahnwurzel 33 in horizontaler Richtung. Genau umgekehrt verhält es sich bei steileren Gelenkbahnneigungen, wo durch Verkürzung des Hebelarmes eine Verminderung der Beanspruchung hervorgerufen wird.

DMS 2:

Eine horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 43 ist nur bei Belastungen ohne den Zahn 47 meßbar. Zahn 47 nimmt also durch die starre Verbindung von 33 - 43 - 47 den Hauptteil der Beanspruchung, die über den Steg auf die rechte Kieferseite übertragen wird, auf. Dadurch ist an der Zahnwurzel 43 keine horizontale Beanspruchung meßbar.

Wird die Konstruktion ohne Zahn 47 belastet, überträgt der Steg eine Beanspruchung auf Zahnwurzel 43. Allerdings beträgt dann die Beanspruchung an Zahn 43 nur 25 % bis 30 % der entsprechenden Beanspruchung an Zahn 33. Dieses Verhältnis ist jedoch nur bedingt aussagefähig, da die Lokalisation des DMS im Wurzelschlitz der Zähne 43 und 33 nicht identisch ist. Die DMS müssen unter der Stereolupe manuell im Spaltraum von 1 mm auf die mit Kleber beschichtete Wurzeloberfläche aufgebracht werden. Eine identische Lokalisation ist daher praktisch unmöglich. Je weiter apikal der DMS platziert ist, um so mehr ist das Meßergebnis durch die Verformung der Wurzel vergrößert.

Wie in den Vorversuchen bereits geschildert (OEHMKE, H.W.1983) ist der absolute Zahlenvergleich der Meßergebnisse also nur bedingt erlaubt.

DMS 3:

Ohne Zahn 47 ist eine Torsion des Steges nicht meßbar. Die Beanspruchung wird durch den Steg ohne meßbare Torsion von Zahn 33 auf Zahn 43 übertragen.

Stabilisiert Zahn 47 die Meßkonstruktion, so ist eine deutliche Torsion des Steges zwischen den Zähnen 33 und 43 meßbar. Die horizontale Beanspruchung des Einzelpfeilers 33 gegenüber der starren Achse 43 - 47 führt zu einer erheblichen Torsion des Steges.

Die Torsion nimmt ebenso wie die horizontale Beanspruchung der Wurzel 33 mit steigender Belastung und niedriger Gelenkbahnneigung zu.

Ergebnisse bei Linkslateralbewegungen und variabler Gelenkbahnneigung und variablen Bennett-Winkel

DMS 1:

Grundsätzlich nimmt die horizontale Beanspruchung der Zahnwurzel 33 mit steigender Belastung zu. Das anfangs lineare Verhältnis wird bei Belastungen von 10 N und mehr jedoch gestört (Abb. 8+9). Erklärbar ist dieser Vorgang durch das Durchbiegen des Belastungssteges bei hohen Krafteinwirkungen. Sinkt der Steg mit den Zähnen distal unter Belastung stärker ein, so verschiebt sich der Belastungsschwerpunkt vom Kauzentrum nach mesial Richtung Zahn 33. Der Hebelarm, der die Belastung auf die Wurzel des Zahnes 33 überträgt, wird damit kürzer und deshalb steigt die Beanspruchung unproportional weniger als die Belastung. Die Beanspruchung ist mit Zahn 47 stets geringer als ohne Zahn 47. Die Konstruktion wird durch Verblockung mit 47 wesentlich belastbarer, die Beanspruchung wird über Verbindungsstege verteilt und somit die horizontale Einzelbeanspruchung an Zahn 33 vermindert.

Die Zähne sind für eine Gelenkbahn von 30 Grad und einen Bennett-Winkel von 20 Grad aufgestellt und exakt eingeschliffen. Bei diesen Werten ist auch die Beanspruchung bei gleicher Belastung am geringsten, sowohl mit als ohne Zahn 47. Weichen Gelenkbahn und Bennett-Winkel von diesen Werten ab, so steigt die Beanspruchung an Zahn 33 deutlich an, unabhängig davon ob Zahn 47 die Konstruktion stabilisiert oder nicht. Erklärbar ist diese Feststellung dadurch, daß die "Einflugschneisen" der Zahnhöcker bei abweichenden

Werten für die Gelenkbahnneigung und Bennett-Winkel nicht mehr exakt mit dem Weg der Zahnhöcker übereinstimmen und zusätzlich Reibung und Schubbewegungen über den Belastungssteg auf Zahn 33 übertragen werden, was dann als höhere Beanspruchung meßbar ist.

DMS 2:

Die Zahnwurzel 43 wird bei Stabilisierung durch Zahn 47 horizontal nicht meßbar beansprucht. Fehlt die Stabilisierung durch Zahn 47, so ist eine Beanspruchung meßbar. In diesem Fall überträgt der Verbindungssteg die Beanspruchung teilweise von Zahn 33 auf Zahn 43, die Konstruktion rotiert um die Stegachse 33 bis 43.

Auch die Stabilisierung mit Zahn 47 bewirkt eine Verteilung der Beanspruchung über die Stegverbindungen auf den Zahn 43, und ist somit eine Entlastung von Zahn 33. Jedoch ist durch die Versteifung mit 47 eine Beanspruchung bei Zahn 43 nicht meßbar.

DMS 3:

Die Torsion des Verbindungssteges steigt mit zunehmender Belastung. Sie ist ohne Zahn 47 deutlich niedriger. In diesem Fall wird die Belastung, die hauptsächlich von Zahn 33 kompensiert werden muß, ohne nennenswerte Torsion des Steges auf Zahn 43 übertragen, wo sie als horizontale Beanspruchung meßbar wird. Wird die Konstruktion mit Zahn 47 stabilisiert, so vergrößert sich die Torsion des Steges zwischen Zahn 33 und 43 als Zeichen weiterer Verteilung der Beanspruchung. Jetzt wird ein Teil der Last von Steg aufgenommen und in Form von Torsion meßbar. Ohne Zahn 47 kann die ganze Konstruktion nach distal kippen. Eine Auslenkung von Zahn 43 wird jedoch durch Zahn 47 wirksam verhindert. Diese Stabilisierung der rechten Kieferseite mit meßbarer Entlastung von Zahn 43 bewirkt die starke Torsion des Steges,

da sich die Beweglichkeit von Zahn 33 nur unwesentlich durch die Verblockung mit Zahn 47 ändert. Eine Torsion eines Steges bedeutet aber auch eine Verkürzung seiner Länge. Dieser Effekt führt zu einer Annäherung von Zahn 43 und 33, die auch eine unphysiologische horizontale Beanspruchung darstellt, aber durch die Meßanordnung der DMS nicht erfaßt wird. Die meßbare Beanspruchung von Zahn 33 sinkt deshalb bei Verblockung mit Zahn 47.

Eine meßbare Änderung der Torsion bei Variation der Gelenkbahnneigung und des Bennett-Winkels ist nicht feststellbar.

Ergebnisse bei Rechtslateralbewegung und Hyperbalancekontakt zwischen den Zähnen 26 und 36 mit unterschiedlicher Gelenkbahnneigung

DMS 1:

Mit steigender Belastung ist auch eine höhere Beanspruchung meßbar. Da der Hyperbalancekontakt im Kauzentrum und damit im distalen Bereich des Belastungssteges lokalisiert ist, sind die Meßergebnisse, bedingt durch den langen Hebelarm absolut gesehen sehr hoch. Sie drücken die hohe Beanspruchung an Zahn 33 bei dieser Form der Belastung aus.

Auch hier wirkt eine Verschraubung mit Zahn 47 stabilisierend und verteilend. Mit Zahn 47 sind die gemessenen Beanspruchungen an Zahn 33 niedriger.

Bei gleichen Belastungen werden die niedrigsten Beanspruchungen jeweils bei der steilsten Gelenkbahnneigung erreicht. Da eine steilere Gelenkbahnneigung auch eine stärkere Disklusion des Seitenzahngebietes bei der Lateralbewegung verursacht, ist die Auswirkung der Fehlstellung von 26 mit steiler Gelenkbahnneigung abgeschwächt. Die steile

Gelenkbahn kann die Wucht der Höckerkollision etwas dämpfen, weil während der Bewegung der vertikale Höckerabstand vergrößert wird und damit die Intensität des Hyperbalancekontaktes gemindert wird. Auch hier steigt die Beanspruchung zunächst proportional zur Belastung. Ab einer Belastung von 5,0 N allerdings biegt sich der Belastungssteg so stark durch, daß neben den Zähnen 26 und 36 auch die Zähne 24 und 35 in Kontakt zueinander treten. Damit ist kein reiner Hyperbalancekontakt 26/36 mehr gegeben und der Hebelarm zu Zahn 33 verkürzt. Daher steigt die gemessene Beanspruchung bei Zahn 33 nicht im gleichen Maße wie die Belastung.

DMS 2:

Die Beanspruchung, ausgelöst durch den Hyperbalancekontakt, ist stets so groß, daß eine leichte Beanspruchung auch von Zahn 43 gemessen werden kann.

DMS 3:

Die Torsion des Steges nimmt mit steigender Belastung zu.

Mit Zahn 47 ist die Torsion deutlich stärker, wie sich dieses auch bei den anderen Versuchsanordnungen zeigte, und entspricht damit dem bisherigen Verlauf der Messungen.

6. DISKUSSION

Die Ergebnisse dieses Modellversuchs lassen sich nicht ohne Abstriche auf die Situation am Patienten übertragen. Biege- und Schwingungsverhalten der Meßmodelle aus Metall, Kunststoff und Silikon unterscheiden sich vom natürlichen Gebiß. Der Einfluß der umgebenden Weichteile, wie Zunge, Wange und Lippen sind im Meßlabor ebenso wenig berücksichtigt, wie die Verwindung der knöchernen Unterkieferspangen bei der Kaubelastung. Nur bei der Messung am Patienten selbst lassen sich alle Parameter mit entsprechenden Meßapparaturen aufnehmen. Dieses ist jedoch beim heutigen Stand der Meßtechnik nicht möglich.

Das Modell dieser Versuchsreihe gibt bestimmte herausgegriffene Belastungsformen wieder, die auch im Munde des Patienten ähnlich auftreten können. Dabei wird durch die Anordnung der DMS und der Schlitze in den Wurzeln jedoch stets nur die Beanspruchung in der Richtung gemessen, die senkrecht zur Zahnachse und zur Schlitzrichtung des betreffenden Zahnes auftreten. Da in den Vorversuchen (OHEMKE, H.W. 1983) ermittelt wurde, daß diese herausgegriffene Beanspruchung auch dem überwiegenden Anteil der Gesamtbeanspruchung des jeweiligen Pfeilerzahnes entspricht , ist diese Vereinfachung des Meßmodelles gerechtfertigt.

Die Interpretation der vorliegenden Meßergebnisse muß jedoch stets unter Berücksichtigung dieser modellspezifischen Vereinfachung geschehen.

So veranschaulicht diese Meßreihe, welchen Beanspruchungen die Pfeilerzähne solcher Konstruktionen, die starr mit dem Prothesensattel verbunden sind,unterliegen. Die Verwendung des freistehenden Belastungssteges bedeutet den Verzicht auf einen aufliegenden Prothesensattel. Im Versuch wird deshalb die Kraftaufnahme durch die Prothesensatteloberfläche vernachlässigt.

Dafür ist die Belastung im Modellversuch auch wesentlich geringer als das Kaukraftaufnahmevermögen ähnlicher Konstruktionen im Munde. Versuche an Patienten zeigten (WINDECKER, D. 1965) eine Belastung der Prothesensättel in der Sattelmitte bei vertikaler Kraftrichtung von 12,5 Kp bis 17 Kp (125 N bis 170 N), also wesentlich höher als im Modellversuch. Außerdem ist zu berücksichtigen, daß bei abgestützten Freiendprothesen ca. 2/3 der Belastung von der Schleimhaut und 1/3 von den Pfeilerzähnen getragen wird (KÖRBER, E. 1961).

Die vorliegende Modellsituation entspricht also weitgehend dem Teil einer starren Prothesenkonstruktion, der für die Beanspruchung der Pfeilerzähne relevant ist. Die Vereinfachung der Konstruktion bedeutet auch, daß Parameter wie Sattelgröße und Geometrie des Prothesenlagers nicht in die Meßergebnisse einfließen.

Die Eichung der vorhandenen Meßkonstruktion (OEHMKE,H.W. 1983) zeigt, daß horizontale Beanspruchungen auftreten, die an Zahn 33 Werte um 12 N erreichen können. Belastungen über 5,8 N in horizontaler Richtung stellten sich aber in Untersuchungen (SCHÖHL, H. 1960) schon als unphysiologisch heraus. Da Belastungen dieser Größenordnung bei starren Konstruktionen häufig auftreten (LUDWIG, P. 1978) , sind die Schmerzen, die Patienten mit solchen prothetischen Konstruktionen angeben, sicherlich zum Teil auf diese sehr hohe horizontale Beanspruchung der Pfeilerzähne zurückzuführen.

Aber auch indirekt läßt sich zeigen, wie unphysiologisch die beschriebenen Bewegungen wirken. So zeigt die gemessene Torsion des Steges von 33 nach 43 nicht nur die Kraftverteilung innerhalb der Modellkonstruktion, sondern auch eine zusätzliche horizontale Beanspruchung, die nicht gemessen wurde, da ihre Richtung nicht senkrecht zur Zahnachse und Schlitzrichtung der Pfeilerzähne im Versuchsmodell

lag. Die Torsion bedingt eine Verkürzung des Steges und damit eine Annäherung der Zahnkronen 43 und 33. Dieses ist nur möglich, wenn bedingt durch die konische Wurzelform die Zähne 43 und 33 dabei extrudiert werden. Unter funktions-anatomischen Gesichtspunkten stellt die Extrusion eine der schädlichsten Beanspruchungen dar, die ein Pfeilerzahnparodont erfahren kann.

Die Versuchsreihe zeigt nun, daß diese Beanspruchung nicht nur bei rein vertikaler und horizontaler Belastung auftreten, sondern auch bei Artikulationsbewegungen über die Kauflächen der Prothesenzähne in ähnlicher Form auf die Pfeilerzähne übertragen werden. Dabei werden die Grenzen der physiologischen Belastung ebenfalls überschritten.

Die extrem hohen Meßwerte, die bei der Belastung über den Hyperbalancekontakt der Zähne 25 und 36 auftreten, unterstreichen seine Schädlichkeit. Hyperbalancekontakte lassen sich klinisch relativ leicht diagnostizieren. Ihre Beseitigung stellt eine anerkannte Grundforderung bei der Eingliederung von Zahnersatz jeder Konstruktion dar.

Die bei Artikulationsbewegungen gewonnenen Meßergebnisse zeigen, wie wichtig ein störungsfreies Gleiten der Zahnhöcker aneinander vorbei nicht nur im vollbezahnten, sondern auch im prothetisch versorgten Gebiß, ist. Kauflächengestaltung mit konvexen Höckerabhängen und Fissuren, die eine 3-Punkt-Höckerabstimmung im Antagonistenkontakt bei maximaler Interkuspidation ermöglicht (KÖRBER, E., FRÖHLICH, E. 1977), müssen auch so verarbeitet werden, daß sie bei Artikulationsbewegungen ein störungsfreies Gleiten der Höcker durch die "Einflugschneisen" der Kauflächenreliefs der Antagonisten ermöglichen.

Die funktionsorientierte Prothetik hat eine Reihe von Meßmethoden und Gedankenmodelle aufgezeigt, die über Registrierung verschiedener Winkel, Scharnierachsenbestimmungen

oder Panthographie (BAUR, A. und GUTOWSKI, A. 1975) alle Parameter dieser Kau- und Funktionsbewegungen bestimmbar machen sollen. Diese sollen dann auf individuell einstellbare Artikulatoren übertragen werden, um so bei der Konstruktion von Zahnersatz eine möglichst exakte Kauflächengestaltung zu ermöglichen.

Die vorliegenden Meßwerte wurden ebenfalls in einem teiljustierbaren, individuellen Artikulator durchgeführt, die wichtigsten Parameter wie Gelenkbahnneigung und Bennett-Winkel wurden geändert. Dabei wurde davon ausgegangen, daß eine definiert am Artikulator geänderte Gradeinstellung, etwa eine steilere Gelenkbahnneigung tatsächlich einem Meßfehler im Sinne eines zu flach gemessenen Winkels entspricht. Die Ergebnisse zeigen deutlich, daß Winkeländerungen, zu Störkontakten und somit auch zu unnötig stärkerer Beanspruchung der Pfeilerzähne führen.

Aus den vorliegenden Ergebnissen jedoch den Schluß zu ziehen, prothetische Versorgung wäre nur im exakt individuell eingestelltem Artikulator sinnvoll und ohne Schäden auf die Pfeilerzähne möglich, ist falsch. Aber die Messungen unterstreichen deutlich die Wichtigkeit der klinischen Kontrolle von Störkontakten bei der Herstellung und beim Eingliedern von Zahnersatz. Da Übertragungsfehler menschlich und damit immer möglich sind, ist die Kontrolle der störungsfreien Artikulation nicht nur im Artikulator, sondern besonders am Patienten durch den Zahnarzt unerläßlich für den Erfolg der prothetischen Versorgung.

Die Meßergebnisse zeigen bei Protrusionsbewegungen und Hyperbalancekontakten 26/36 niedrigere Beanspruchung der Pfeilerzähne bei steileren Gelenkbahnneigungen.

Diesesbestätigt experimentell die Auffassung erfahrener Zahnärzte und Zahntechniker, die Gelenkbahn im Artikulator eher etwas zu niedrig als etwas zu steil einzustellen.

Damit wird einer Überbelastung der distalen Sattelanteile bei Funktionsbewegungen vorgebeugt und ein gewisses "Sicherheitspolster" vor Fehlbelastungen erreicht.

Selbstverständlich müssen die vorliegenden Ergebnisse als Modellversuche unter Berücksichtigung der Kriterien einer experimentellen Untersuchung auf die Situation im Artikulator bezogen werden. Klinische Konsequenzen im Sinne einer gewollten Veränderung bestimmter Registrierungen können nicht direkt abgeleitet werden. Jedoch werden im Modellversuch bestimmte Bewegungsmechanismen vereinfacht dargestellt, die dem Praktiker bei der Anfertigung von Zahnersatz helfen kann, Fehlbelastungen zu vermeiden.

Neben den Konstruktionsmerkmalen der Teilprothesen, wie Verblockung der Pfeilerzähne, Anzahl, Art und Verteilung der Halteelemente, Basisgestaltung und Materialfestigkeit und Materialstärken des Zahnersatzes, spielen auch die funktionsgerechte Gestaltung der Kauflächen und eine störungsfreie Artikulation eine große Rolle bei der Beanspruchung der Pfeilerzähne. Da durch Überbeanspruchung gelockerte Pfeilerzähne die häufigste Ursache für die Funktionsuntüchtigkeit von Teilprothesen sind (KÖRBER, E. 1975), muß ein optimales Zusammenspiel aller genannten Faktoren angestrebt werden.

Die Frage, ob weniger starre Konstruktionen als die vorliegende unter diesen Gesichtspunkten andere und bessere Ergebnisse erwarten lassen, sollte das Ziel weiterer Modellversuche sein. Experimentell sollten Prothesenkonstruktionen erarbeitet werden, welche die Beanspruchung der Pfeilerzähne so gering wie möglich halten, damit Fehlbelastungen so klein wie möglich gehalten werden und so die Funktionstüchtigkeit und Erfolgswahrscheinlichkeit von Teilprothesen weiter verbessert werden können.

7. ZUSAMMENFASSUNG

In einem Modellversuch konnte mit Hilfe von Dehnungsmeßstreifen die horizontale Beanspruchung von Pfeilerzähnen im Bereich ihrer Wurzeln bei Grenzbewegungen des Unterkiefers nachgewiesen und gemessen werden. Ein Freiendsattel (34 - 36), der starr mit einem Frontzahnblock (33 - 43 mit Stegverbindung) und wahlweise mit Zahn 47 verblockt war, wird im Artikulator mit Protrusions- Laterotrusions- und Mediotrusionsbewegungen und mit Hyperbalancekontakt belastet. Dabei wurden die Gelenkbahnneigung, der Bennett-Winkel und die Gewichtsbelastung als Parameter berücksichtigt. Die sich bei der Belastung des Freiendsattels ergebende horizontale Beanspruchung (Dehnung, Stauchung) der Pfeilerzahnwurzel 33, die Übertragung der einwirkenden Kräfte durch die Stegverbindung auf die Pfeilerzahnwurzel 43, die Beanspruchung (Torsion) des Verbindungssteges durch diese Kraftübertragung und der Einfluß der Verblockung durch Erweiterung der Konstruktion um den Pfeilerzahn 47 wurden aufgezeichnet und analysiert.

Die Versuche zeigten:

1.) daß Stegkonstruktionen bei Belastung mit 10 N keinesfalls starr sind,

2.) daß bei bilateralen Freiendsätteln (ohne Zahn 47) die auf den Pfeilerzahn 33 einwirkenden Kräfte über den Steg auf den Pfeilerzahn 43 übertragen werden und dort eine horizontale Beanspruchung an der Pfeilerzahnwurzel verursachen (Rotation um Stegachse 33 - 43),

3.) daß bei unilateralen Freiendsätteln (Verblockung mit Zahn 47) die auf den Pfeilerzahn 33 einwirkenden Kräfte am Verbindungssteg 33 - 43 eine Torsion hervorrufen, aber an Pfeilerzahn 43 keine horizontale Beanspruchung nachweisbar ist,

4.) daß bei Protrusionsbewegungen und Hyperbalance-kontakt die Beanspruchung der Pfeilerzahnwurzel mit steigender Gelenkbahnneigung abnimmt,

5.) daß bei Laterotrusionsbewegungen eine geringe Beanspruchung der Pfeilerzahnwurzel erreicht wird, wenn die Prothesenzähne auf die eingestellten Werte für die Gelenkbahnneigung und dem Bennett-Winkel eingeschliffen werden. Belastungen bei abweichender Gelenkbahnneigung und Bennett-Winkel führt immer zu höherer Beanspruchung der Pfeilerzahnwurzeln.

8. LITERATURVERZEICHNIS

BAER, O.: Der Freiendsattel in Beziehung zum Restgebiß.
Schweiz Mschr Zahnheil 73, 197-216, 287-319 (1963)
Schweiz Mschr Zahnheil 75, 255-284, 374-405, 516-542, 1191-1213 (1965)

BAUER, A., GUTOWSKI, A.: Gnathologie, Einführung in Theorie und Praxis.
Quintessenz Verlag, Berlin (1975)

CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Measurement of Strains in Fixed Bridges with Electronic Stain Gauges.
J Dent Res Vol 46 No 3, 615-619 (1967)

FENNER, W.: Zahnbeweglichkeitsmessungen an Ankerzähnen unter Freiendprothesen.
Med Diss, Zürich (1955)

FRÖHLICH, E., KÖRBER, E.: Die prothetische Versorgung des Lückengebisses.
2. Auflage, Carl Hanser Verlag, München (1977)

GERBER, A.: Okklusionslehre, Okklusionsdiagnostik und Okklusionsbehandlung im Wandel der Aspekte.
Schweiz Mschr Zahnheilk 80, 447 (1970)

HOFFMANN, M.: (a) Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 48, 179-244 (1967)

(b) Pfeilerkinematik und Abstützung.
Dtsch Zahnärztl Z 11, 1315-1323 (1967)

JÜDE, H.-D.: (a) Untersuchungen über die Prothesenmechanik und partiellen Zahnersatz.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 821-825 (1970)

(b) Untersuchung über die elastische Deformierung unterer Einstückguß-prothesen bei verschiedenen Belastungen.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 304-306 (1970)

JUNG, F.: Die funktionell-elastische Deformation des Kieferknochens und die Eigenbeweglichkeit der Zähne.
Schweiz Mschr Zahnheilk 70, 17-19 (1960)

KERSCHBAUM, TH., VOSS, R.: Der Einfluß der primären Verblockung des Restgebisses - Ergebnisse einer Nachuntersuchung an Teilprothesenträgern.
Zahnärztl Welt 6, 290-295 (1977)

KLÖTZER, W.: Über die elastische Deformation der Brückenzwischenglieder.
Zahnärztl Welt 1, 13-16 (1960)
Zahnärztl Welt 2, 45-50 (1960)

KÖRBER, E.: Der Einfluß einiger Konstruktionselemente auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Prothesen.
Dtsch Zahnärztl Z 18, 992-995 (1963)

KÖRBER, E.: Kontrolluntersuchungen an parodontal und parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen.
Dtsch Zahnärztl Z 30, 77-84 (1975)

KÖRBER, E.: Untersuchungen über Kauzentrum und den Belastungsausgleich bei Prothesen.
Dtsch Zahnärztl Z 16, 268-271 (1961)

KÖRBER, K.-H.: Prothesenkonstruktion und Pfeiler-parodont- Elektronisch-meßtechnische Untersuchung.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 826-829 (1970)

LEHMANN, K.: Die Kinematik der klammergestützten Freiendprothese.
Dtsch Zahnärztl Z 27, 641-646 (1972)

LUDWIG, P.: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiendprothesen.
(a) Dtsch Zahnärztl Z 31, 547-552 (1976)
(b) Dtsch Zahnärztl Z 31, 612-615 (1976)
(c) Dtsch Zahnärztl Z 31, 774-778 (1976)

LUDWIG, P., RARISCH, B.: Kinematik und Belastungsverteilung abgestützter Freiendprothesen.
Dtsch Zahnärztl Z 34, 251-256 (1979)

LUKAS, D., SPRANGER, H.: (a) Untersuchungen über die Horizontalbelastung des Zahnes bei definierten Unterkieferbewegungen.
Dtsch Zahnärztl Z 28, 280 (1973)

(b) Experimentelle Untersuchungen über die Auswirkungen unterschiedlicher Gelenkbahn- und Bennett-Winkel auf die Horizontalbelastung des Zahnes.
Dtsch Zahnärztl Z 28, 755-758 (1973)

LUNDEEN, H.C.: Introduction to Occlusal Anatomy.
Privatdruck (1969)

MARXKORS, R.: Statische und physiologische Überlegungen über Auswirkung von Kräften, die an der Zahnkrone angreifen.
Dtsch Zahnärztl Z 17, 1359-1371 (1962)

MONSON, G.S. — Occlusion as Applied to Crown and Bridge-Work. J Amer Dent Ass 7, 399 (1920)

OEHMKE, H.W.: — Über die Belastung von Pfeilerzähnen bei prothetischen Konstruktionen mit starrer Verbindung unter Verwendung von Dehnungsmeßstreifen (Ein Modellversuch). Med Diss Tübingen (1983)

PIOTRAUT, J.: — Etude de la mécanique de la traveéde bridge par 1-analyse expérimentale des contraintes. Revue D´ODONTO-STOMATOLOGIE-TOME V-No 2, 97-103 (1976)

POSSELT, U.: — Range of Movement of the Mandible. J Amer Dent Ass 10, 1156 (1958)

RHEM, H., KÖRBER, E., KÖRBER, K.-H.: — Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freiendprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 17, 963-973 (1963)

SCHÖHL, H.: — Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung. Dtsch Zahnärztl Z 15, 1185-1192 (1960)

SIEBERT, G.: — Zur physiologischen Auslenkung der Zähne. Dtsch Zahnärztl Z 35, 362-365 (1980)

SIEBERT, G., SCHULZ, W.: — Zur Kinematik von Pfeilerzähnen bei Teilprothesenträgern. Dtsch Zahnärztl Z 33, 505-511 (1978)

STROM, J.: — Der Einfluß der Prothesenlagerung auf die Bewegung des Pfeilerzahnes. Med Diss Tübingen (1965)

THOMAS, P.K.: In: A. Bauer/Gutowski, A., Gnathologie, S. 101-133
Quintessenz Verlag, Berlin (1975)

TILLITSON, E.W., CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Experimental Stress Analysis of Fixed Partial Dentures by Use of Dynamic Method.
J Dent Res Vol 50, No 2, 422-429 (1971)

VAN THIEL, H.: Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen.
Dtsch Zahnärztl Z 12, 845-860 (1957)

WIELAND, W.-H.: Untersuchung über die Bewegung der Ankerzähne partieller Prothesen bei Belastung des Sattels.
Med Diss Tübingen (1966)

WINDECKER, D.: Vergleichende Untersuchungen über das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen und die dabei an der Prothesenbasis wirksam werdenden Kraftkomponenten.
Dtsch Zahnärztl Z 20, 369-378 (1965)

WINDECKER, D., HERMANNS, W.: Auswirkung der Werkstoffeigenschaften auf die Konstruktion und Dynamik der Unterkiefer-Freiendprothese.
Dtsch Zahnärztl Z 25, 804-815 (1970)

WIRZ, J.: Starre oder gelenkige Verbindung zwischen Prothese und Steg-Gerüst im Unterkiefer.
Dtsch Zahnärztl Z 28, 553-560 (1973)

DANKSAGUNG

Herrn Professor Dr. Erich Körber möchte ich für die Überlassung, die wertvolle Anleitung und die Ratschläge zu dieser Arbeit meinen besonderen Dank aussprechen.

Herrn Dr. Lindemann möchte ich für die Hilfe beim Erstellen der Meßanlage und für die Durchsicht des Manuskriptes recht herzlich danken.

Für die Anfertigung von Fotoaufnahmen möchte ich mich bei Herrn Oberarzt Dr.W. Freesmeyer und bei Herrn Arno Gutzmann für die tatkräftige Unterstützung beim Erstellen der Grafiken bedanken.

Lebenslauf

Name:	Achim Kneuertz
geb.:	26. Juli 1955 in Hilden/Rhld.
Wohnung:	Falkenweg 7, 5657 Haan 1
Familienstand:	verheiratet: 2 Kinder
Schulbesuch:	1962 bis 1966 Grundschule in Haan 1966 bis 1974 Gymnasium Wuppertal-Vohwinkel
Ausbildung:	1974 bis 1976 Lehre als Zahntechniker bei Gebr. Rohde in Düsseldorf Sommersemester 1977 bis Wintersemester 1981/82 Studium der Zahnheilkunde in Tübingen
Prüfungen:	7. 6.1974 Abitur 29. 1.1977 Gesellenprüfung als Zahntechniker 3.10.1978 naturwissenschaftliche Vorprüfung für Zahnärzte 12.10.1979 zahnärztliche Vorprüfung 14. 6.1982 zahnärztliche Prüfung
Bestallung als Zahnarzt:	23. Juni 1982
Berufspraxis:	Januar 1977 bis September 1977 als Zahntechniker bei Gebr. Rohde, Düsseldorf 1. Juli 1982 bis 30. Juni 1984 als Assistenzzahnarzt bei Dr. Carol Stieber in Solingen Seit 1. Juli 1984 selbstständig tätig als Zahnarzt in Solingen.